

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-28252

(43) 公開日 平成11年(1999) 2月2日

(51) Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	F I
A 6 1 N 5/10		A 6 1 N 5/10 J
A 6 1 B 6/03	3 7 7	A 6 1 B 6/03 3 7 7
G 0 6 T 1/00		G 2 1 K 1/04 R
G 2 1 K 1/04		5/04 A
5/04		G 0 6 F 15/62 3 9 0 A
審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 19 頁)		

(21) 出願番号 特願平9-186108

(22) 出願日 平成9年(1997) 7月11日

(71) 出願人 000006013

三菱電機株式会社

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号

(72) 発明者 土谷 昌晴

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号 三

菱電機株式会社内

(72) 発明者 兼松 伸幸

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号 三

菱電機株式会社内

(72) 発明者 坂本 豪信

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号 三

菱電機株式会社内

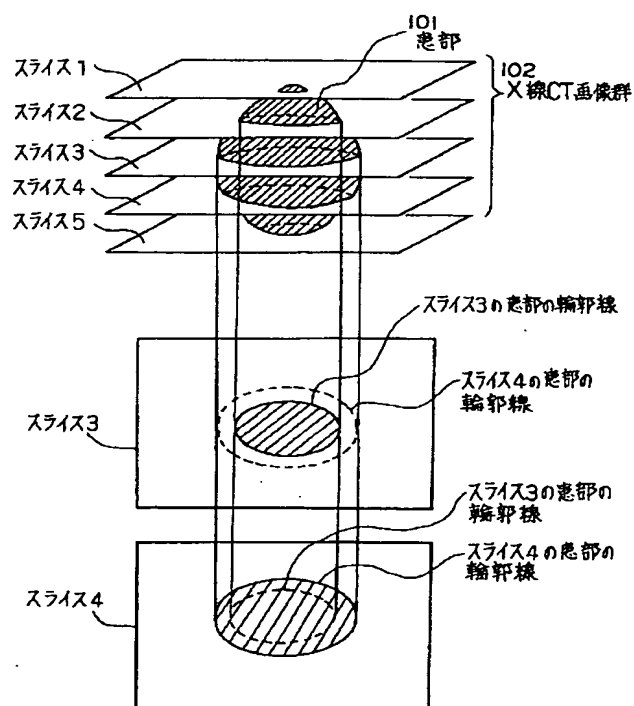
(74) 代理人 弁理士 宮田 金雄 (外2名)

(54) 【発明の名称】 照射野の形成方法及び形成装置

(57) 【要約】

【課題】 正確な患者の治療領域の描出を迅速に行って放射線が照射される照射野を容易に得ることができる照射野の形成方法及び形成装置を得る。

【解決手段】 放射線断面撮影装置で撮影された患部断面と同一断面を放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影する第1の工程と、第1の工程で撮影された同一断面の画像上での患部形状の中心点を求める第2の工程と、同一断面の画像上において患部形状の輪郭線上から複数の点を選択する第3の工程と、同一断面の画像上において前記患部形状の中心点から第2の工程で選択された輪郭線上の各点までの距離を予め定められた大きさで拡大又は縮小して輪郭線上の各点の対応点をそれぞれ求める第4の工程と、同一断面の画像上において第4の工程で求められた各対応点を順に結び同一断面とは異なる断面の患部形状を求める第5の工程とからなる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 放射線断面撮影装置で撮影された患部断面と同一断面を前記放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影する第 1 の工程と、  
前記第 1 の工程で撮影された前記同一断面の画像上での患部形状の中心点を求める第 2 の工程と、  
前記同一断面の画像上において患部形状の輪郭線上から複数の点を選択する第 3 の工程と、  
前記同一断面の画像上において前記患部形状の中心点から前記第 2 の工程で選択された輪郭線上の各点までの距離を予め定められた大きさで拡大又は縮小して前記輪郭線上の各点の対応点をそれぞれ求める第 4 の工程と、  
前記同一断面の画像上において前記第 4 の工程で求められた各対応点を順に結び前記同一断面とは異なる断面の患部形状を求める第 5 の工程とからなることを特徴とする照射野の形成方法。

【請求項 2】 第 1 の工程は、放射線断面撮影装置で撮影された患部断面と同一断面を前記放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影する代わりに、前記患部断面を挟む断面位置でそれぞれ前記断面撮影装置で撮影した画像に基づいて生成された画像を前記同一断面の画像としたことを特徴とする請求項 1 に記載の照射野の形成方法。

【請求項 3】 第 1 の工程の前に、同一断面の画像の画素数と放射線断層画像の画素数とが異なる場合に、前記同一断面の画像の画素数と前記放射線断層画像の画素数とを一致させる工程を備えたことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の照射野の形成方法。

【請求項 4】 第 1 の工程の前に、患部断面が撮影された放射線断層画像又は同一断面の画像の少なくともいずれか一方を、予め求められた歪み補正量に基づいて歪み補正を行う工程を備えたことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の照射野の形成方法。

【請求項 5】 第 5 の工程の後に、第 5 の工程で求められた患部形状をこの放射線断層画像上で新たに指定された点に基づいて修正する工程を備えたことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の照射野の形成方法。

【請求項 6】 各リーフをスライド移動させるリーフ移動機構を備えたマルチリーフコリメータと、前記マルチリーフコリメータをビーム照射軸に沿った方向に移動させるマルチリーフコリメータ移動機構と、マルチリーフコリメータをビーム照射軸を中心に回転させるマルチリーフコリメータ回転機構と、放射線断面撮影装置で撮影された患部断面と同一断面を前記放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影し撮影された前記同一断面の画像上での患部形状の中心点を求め前記同一断面の画像上において患部形状の輪郭線上から複数の点を選択し前記同一断面の画像上において患部形状の中心点から選択された輪郭線上の各点までの距離を予め定められた大きさで拡大又は縮小して輪郭線上の各点の対応点をそれ

ぞれ求め前記同一断面の画像上において求められた各対応点を順に結び同一断面とは異なる断面の患部形状を求める図形処理装置と、前記図形処理装置の出力に基づいて前記リーフ移動機構が前記マルチリーフコリメータの各リーフをスライド移動させるスライド移動量と前記マルチリーフコリメータ移動機構が前記マルチリーフコリメータを移動させる移動量と前記マルチリーフコリメータ回転機構が前記マルチリーフコリメータを回転させる回転量とを定めるコントローラを備えた照射野の形成装置。

【請求項 7】 図形処理装置は、放射線断面撮影装置で撮影された患部断面と同一断面を前記放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影する代わりに、前記患部断面を挟む断面位置でそれぞれ前記断面撮影装置で撮影した画像に基づいて生成された画像を前記同一断面の画像としたことを特徴とする請求項 6 に記載の照射野の形成装置。

【請求項 8】 図形処理装置は、同一断面の画像の画素数と放射線断層画像の画素数とが異なる場合に、前記同一断面の画像の画素数と前記放射線断層画像の画素数とを一致させることを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載の照射野の形成装置。

【請求項 9】 図形処理装置は、患部断面が撮影された放射線断層画像又は同一断面の画像の少なくともいずれか一方を、予め求められた歪み補正量に基づいて始めに歪み補正を行うことを特徴とする請求項 6 乃至 8 のいずれかに記載の照射野の形成装置。

【請求項 10】 図形処理装置は、求められた患部形状をこの放射線断層画像で新たに指定された位置に基づいて最後に修正することを特徴とする請求項 6 乃至 9 のいずれかに記載の照射野の形成装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は例えば必要量の放射線を患部に正確に照射する機能を有する放射線治療装置において、その照射される領域を短時間で正確に設定する照射野の形成方法及び形成装置の技術に関する。

## 【0002】

【従来の技術】従来の放射線治療装置として、陽子線を加速して放射線を発生する陽子線治療装置の例を特公平 7-32806 号公報に記載された陽子線治療装置に基づいて説明する。

【0003】図 28 は従来の陽子線治療装置の構成図であって、陽子線治療装置はビーム輸送系 12、陽子加速器 10、中エネルギービーム輸送系 16 からなる。陽子加速器 10 は六角形のシンクロトロンからなり、高周波加速器 14 を有している。

【0004】陽子を深部の治療領域に到達させて治療を行うためには、所要のビーム強度の陽子を陽子加速器 10 で所要のエネルギーまで加速する必要がある。なお、

図29は図28のビーム輸送系a-a方向から見た図である。

【0005】例えば体内32cmの深さに陽子を到達させるには、230MeVのエネルギーが必要となる。このようなエネルギーまで陽子を加速する陽子線治療装置の動作を以下に説明する。

【0006】図30は陽子線治療装置の陽子の照射を制御する照射制御装置34の構成図である。ここで照射制御装置34は、第1治療室24に上下垂直及び水平の3組の照射制御装置を設置した場合において、これらを代表して垂直上方向ビーム輸送系18からのビームを制御する垂直上方向の装置についての詳細な構成を示している。

【0007】垂直下方向ビーム輸送系20のビームと水平方向ビーム輸送系28のビームを制御する他の2組についても同様の構成となる。これら他の2組は参照符号70、72により示されるものである。

【0008】各照射制御装置の中心軸に治療領域を一致させるように、中央の治療台36上に患者38を固定する。その位置の確認は同軸上にX線管39及びイメージインテンシファイア(I. I.)40を移動させて行う。

【0009】陽子線の照射野の形成は、細束陽子線を走査用電磁石42で走査し、また、一次散乱体44により拡大し、リングストップ46によって、照射位置にほぼ均一強度の20×20cm以上の分布を形成することで行われる。

【0010】患者表面の照射野形成のビームの広がりの確認は光照射野ミラー80を用いて行われる。ビーム軸方向の飛程調整は、エネルギー微調器48によって所要の体内飛程に対応するエネルギーに減弱させ、線量ピーク幅が治療領域厚に合致するようにリッジフィルタ50を選択して、その幅を拡大する。

【0011】また、患者体表面及び治療領域の形状、体内の不均質治療領域の深度に対応させて陽子線のエネルギー調整を行うためにポーラス82が設けられている。ポーラス82の厚みは各位置によって変化していて、その各位置を介して陽子線を通過させることにより、陽子線のエネルギーを吸収する。

【0012】治療領域形状に一致するようにブロックコリメータ52の形状及び最終コリメータ54の開口形状を調整する。リッジフィルタ50とエネルギー微調器48との間にはモニタ電離箱90が設けられている。

【0013】モニタ電離箱90は、線量監視部の一部として機能し、その出力電流に対応した量の積算値が予定線量に対応したプリセット値を越えると、照射停止信号が発生され、陽子線照射が停止される。これらの制御は図示しない電算機により行われる。

【0014】尚、陽子線の照射が行わない治療室に対してはシャッタ機構84と遮蔽ブロック86が設けられて

いる。

【0015】また、この照射装置に設けられた上述した各構成要素の配置状態、条件等は患者38の状態によって調整される。手動によってもこの調整は可能であるが、患者のデータに基づき電算機により自動的に調整される方が好ましい。

【0016】シンクロトロンを六角形にすると、例えば四角形の物に比べて高性能の強収束型の設計が容易となり、かつ直線部が増えることにより多様なビーム取り出しが可能となる。ビーム輸送系12は、垂直上方向ビーム輸送系18、垂直下方向ビーム輸送系20と水平方向ビーム輸送系28とを具備している。

【0017】

【発明が解決しようとする課題】従来の陽子線治療装置では、治療領域に線量が集中的に投与されるという照射の効率化及び治療領域以外の周辺領域に放射線を与えるという無駄の排除のためには、放射線の照射の焦点を患部の中心であるアイソセンタ(対象とする患部の中心)に合わせて治療領域を正確に設定する必要があり、その放射線を照射する領域の把握は迅速に行われることが望ましい。

【0018】この発明に係る問題点を解決するためになされたもので、例えば治療計画時に放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影された断層画像を利用することで、正確な患者の治療領域の描出を迅速に行って放射線が照射される照射野を容易に得ることができる照射野の形成方法及び形成装置を得ることを目的とする。

【0019】

【課題を解決するための手段】この発明に係る照射野の形成方法は、放射線断面撮影装置で撮影された患部断面と同一断面を放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影する第1の工程と、第1の工程で撮影された同一断面の画像上での患部形状の中心点を求める第2の工程と、同一断面の画像上において患部形状の輪郭線上から複数の点を選択する第3の工程と、同一断面の画像上において患部形状の中心点から第2の工程で選択された輪郭線上の各点までの距離を予め定められた大きさで拡大又は縮小して輪郭線上の各点の対応点をそれぞれ求める第4の工程と、同一断面の画像上において第4の工程で求められた各対応点を順に結び同一断面とは異なる断面の患部形状を求める第5の工程とからなるものである。

【0020】また、第1の工程は、放射線断面撮影装置で撮影された患部断面と同一断面を放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影する代わりに、患部断面を挟む断面位置でそれぞれ断面撮影装置で撮影した画像に基づいて生成された画像を同一断面の画像としたものである。

【0021】また、第1の工程の前に、同一断面の画像の画素数と放射線断層画像の画素数とが異なる場合に、

同一断面の画像の画素数と放射線断層画像の画素数とを一致させる工程を備えたものである。

【0022】また、第1の工程の前に、患部断面が撮影された放射線断層画像又は同一断面の画像の少なくともいずれか一方を、予め求められた歪み補正量に基づいて歪み補正を行う工程を備えたものである。

【0023】また、第5の工程の後に、第5の工程で求められた患部形状をこの放射線断層画像上で新たに指定された点に基づいて修正する工程を備えたものである。

【0024】この発明に係る照射野の形成装置は、各リーフをスライド移動させるリーフ移動機構を備えたマルチリーフコリメータと、マルチリーフコリメータをビーム照射軸に沿った方向に移動させるマルチリーフコリメータ移動機構と、マルチリーフコリメータをビーム照射軸を中心に回転させるマルチリーフコリメータ回転機構と、放射線断面撮影装置で撮影された患部断面と同一断面を放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影し撮影された同一断面の画像上での患部形状の中心点を求め同一断面の画像上において患部形状の輪郭線上から複数の点を選択し同一断面の画像上において患部形状の中心点から選択された輪郭線上の各点までの距離を予め定められた大きさで拡大又は縮小して輪郭線上の各点の対応点をそれぞれ求め同一断面の画像上において求められた各対応点を順に結び同一断面とは異なる断面の患部形状を求める図形処理装置と、図形処理装置の出力に基づいてリーフ移動機構がマルチリーフコリメータの各リーフをスライド移動させるスライド移動量とマルチリーフコリメータ移動機構がマルチリーフコリメータを移動させる移動量とマルチリーフコリメータ回転機構がマルチリーフコリメータを回転させる回転量とを定めるコントローラを備えたものである。

【0025】また、図形処理装置は、放射線断面撮影装置で撮影された患部断面と同一断面を放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影する代わりに、患部断面を挟む断面位置でそれぞれ断面撮影装置で撮影した画像に基づいて生成された画像を同一断面の画像としたものである。

【0026】また、図形処理装置は、同一断面の画像の画素数と放射線断層画像の画素数とが異なる場合に、同一断面の画像の画素数と放射線断層画像の画素数とを一致させるものである。

【0027】また、図形処理装置は、患部断面が撮影された放射線断層画像又は同一断面の画像の少なくともいずれか一方を、予め求められた歪み補正量に基づいて始めに歪み補正を行うものである。

【0028】また、図形処理装置は、求められた患部形状をこの放射線断層画像で新たに指定された位置に基づいて最後に修正するものである。

【0029】

【発明の実施の形態】

実施の形態1. 図1は実施の形態1に係る照射野の形成方法の説明図であって、図1中、101は患部を示し、102は図示しないX線撮影装置により数mmピッチで患部の断層が撮影されたスライス1～スライス5からなるX線CT画像（断層画像）群を示す。

【0030】通常、患部101の立体的形状は連続的にゆるやかに変化するため、あるスライスnでの患部の輪郭線（形状）を一様に拡大又は縮小することにより、スライスnの患部の形状をスライスnの隣のスライス（断層）であるスライスn+1での患部の形状に近づけることができる。

【0031】ここで、スライスnでの患部の形状からいま必要とするスライスn+1での患部の形状を第1の方法により求める手順を図2及び図3に基づいて、また第2の方法により求める手順を図4及び図5に基づいてそれぞれ説明する。

【0032】図2及び図4中、121はスライスnでの患部の輪郭線、122はスライスnでの患部の形状を後述するアイソセンタを中心に一様に拡大又は縮小して得られたスライスn+1での患部の輪郭線、123は患部の中心であるアイソセンタ（放射線を照射する焦点）を放射線の照射方向に延長した線とスライスnとの接点oを示す。

【0033】始めに、スライスn+1での患部の形状をスライスnでの患部の形状に基づいて第1の方法により求める手順を図3に基づいて説明する。第1の方法ではスライスnでの患部の形状はこの形状の中心点を中心に一定の割合で拡大又は縮小するというを前提としている。

【0034】スライスn+1での患部101の形状の中心を求めるため、ビームの焦点を放射線の照射方向に延長した線とスライスnとの交点pを求めこれをスライスn+1での患部の形状の中心点とする（ステップS11）。ここで、スライスnでの患部の形状の中心点とスライスn+1での患部の形状の中心点とは一致させる。

【0035】次に、スライスnでの患部の輪郭線上の複数の着目点（ $p_1$ 、 $p_2$ 、 $p_3$ 、 $p_4$ 、 $\dots$ ）を選択する（ステップS12）。尚、着目点はなるべく細かい間隔で数多く選択することが望ましい。

【0036】さらに、選択されたこれら着目点それぞれについて、中心点oからその着目点までの距離を中心点oからその着目点までの距離に比例したある一定の比率で中心点から着目点への延長線上で拡大又は縮小させて、その着目点のスライスn+1での対応点を求める（ステップS13）。

【0037】最後に、スライスn+1でのこれら対応点を順に結ぶことでスライスn+1での対応する患部の輪郭線を求める（ステップS14）。このようにして必要とするスライスn+1での患部の形状を求めることができる。

【0038】図2中、中心点 $o$ から着目点までの距離を拡大又は縮小する一定比率 $k$ は、 $b_1/a_1=b_2/a_2=b_3/a_3=b_4/a_4=\dots=k$ であって、スライス $n+1$ でのX線CT画像上の患部の形状が、実際の患部の形状に最も近づくような倍率を適宜採用すればよい。

【0039】次に、スライス $n+1$ での患部の形状をスライス $n$ での患部の形状に基づいて第2の方法により求める手順を図3に基づいて説明する。第2の方法ではスライスでの患部の形状はこの形状の中心点を中心に一定の大きさで拡大又は縮小するということを前提としている。

【0040】患部101の中心であるアイソセンタを放射線の照射方向に延長した線とスライス $n$ との交点 $p$ を求めこれをスライス $n+1$ での患部の形状の中心点とする(ステップS11)。ここでもスライス $n$ での患部の形状の中心点とスライス $n+1$ での患部の形状の中心点とは一致させる。

【0041】次に、スライス $n$ での患部の輪郭線上の複数の着目点( $p_1$ 、 $p_2$ 、 $p_3$ 、 $p_4$ 、 $\dots$ )を選択する(ステップS12)。尚、着目点はなるべく細かい間隔で数多く選択することが望ましい。この工程までは前述した第1の方法の手順と同様である。次の工程の手順が異なる。

【0042】さらに、選択されたこれら着目点それぞれについて、中心点 $o$ からその着目点までの線分を延長して延長線を考え、その着目点から一定距離 $c$ だけ離れた延長線上の位置を定めることでその着目点のスライス $n+1$ での対応点を求める(ステップS23)。

【0043】最後に、スライス $n+1$ でのこれら対応点を順に結ぶことでスライス $n+1$ での対応する患部の輪郭線を求める(ステップS14)。このようにして必要とするスライス $n+1$ での患部の形状を求めることができる。

【0044】図3中、中心点 $o$ から着目点までの線分を延長してその着目点から点 $p$ より離れた線分上の位置を定める一定距離 $c$ は、 $f_1-e_1=f_2-e_2=f_3-e_3=f_4-e_4=\dots=c$ であって、スライス $n+1$ のCT画像上の患部の形状が、実際の患部の形状に最も近づくような距離を採用すればよい。

【0045】そして、このように第1の方法又は第2の方法により求めた患部の形状に基づいて、後述するように照射野を形成すればよい。

【0046】従って、上記実施の形態1によれば、目的とする断層位置で患部を撮影した画像がなくても、あえてその位置で患部を撮影しなくても、隣接した断層位置の画像の患部(治療領域)の形状は類似であることを利用することで、隣接した断層位置の画像から速やかに目的とする断層位置の患部の形状を得ることができる。

【0047】実施の形態2. 図6及び図7は実施の形態1に係る照射野の形成方法の説明図である。実施の形態

1では、スライス $n$ での患部の形状の中心点とスライス $n+1$ での患部の形状の中心点、即ちアイソセンタの位置は一致することを前提としていた。

【0048】しかし、患部101の形状はスライスによって異なるため、場合によってはスライス $n$ での患部の形状の中心点をそのままスライス $n+1$ での患部の形状の中心点として採用するよりも多少移動させた別の位置をその中心点として定める方が適当な場合がある。

【0049】従って、スライス $n+1$ での患部の形状を求めるに際しては、スライス $n+1$ での患部の形状の中心点は、例えばその形状の重心となるような位置に定めるため、ユーザがマウス等のポインティングデバイスを使って新たな点を指定するようにしてもよい。

【0050】例えば、実施の形態1に示した第1及び第2の方法の場合では、図6及び図7に示すように、スライス $n+1$ での患部の形状の中心点を点 $o_1$ から点 $o_2$ に移したことに対応して、スライス $n$ での着目点に対応するスライス $n+1$ での対応点を、点 $o_1$ から点 $o_2$ へのベクトル量の分移動させてその位置を新たな対応点の位置とすればよい。

【0051】従って、実施の形態1に示した第1の方法の場合では、ステップS13とステップS14の工程の間で、第2の方法の場合では、ステップS23とステップS14の工程の間で、スライス $n$ での着目点に対応するスライス $n+1$ での対応点を、それぞれ中心点 $o_1$ から中心点 $o_2$ へのベクトル量の分移動させてその位置を新たな対応点の位置とする処理を行う(図8のステップS25)。

【0052】従って、これら対応点をそのベクトル量の分新たに移動させた結果、実施の形態1に示した第1の方法の場合には、図6に示すように、 $f_1/e_1=f_2/e_2=f_3/e_3=f_4/e_4=\dots=k$ となり、実施の形態1に示した第2の方法の場合には、図7に示すように、 $f_1-e_1=f_2-e_2=f_3-e_3=f_4-e_4=\dots=c$ となる。

【0053】尚、一定比率 $k$ 、一定距離 $c$ は、スライス $n+1$ のCT画像上の患部の形状が、実際の患部の形状に最も近づく距離を採用すればよい。

【0054】従って、上記実施の形態2によれば、目的とする断層位置で患部を撮影した画像がなくても、あえてその位置で患部を撮影しなくても、隣接した断層位置の画像の患部(治療領域)の形状は類似であることを利用することで、隣接した断層位置の画像から速やかにアイソセンタの位置を所望の位置とした目的とする断層位置の患部の形状を得ることができる。

【0055】実施の形態3. X線CT画像の撮影において撮影対象とした患部断面に照射した線量は、その断面での患部領域の面積とその断面に実際に照射された断面位置の関数である放射線の密度と微小厚さとの積により求めることができる。

【0056】ところで、患部に照射した線量の把握（算出）は、その照射に際してのX線CT画像に基づいて行われるが、一般にX線CT画像よりもMRI画像の方が患部の形状を肉眼で容易に識別できる程鮮明に撮影できるから、あるX線CT画像において必要とする患部領域の面積の把握だけでも、そのX線CT画像と同一断面を撮影したMRI画像を利用すれば、その患部断面の面積、即ち、その患部に照射した線量を正確に求めることができる。

【0057】図9中、130はあるスライス（断面）において患部を撮影したX線CT画像、131はX線CT画像130と等しいスライス（同一断面）でその患部を撮影したMRI画像であって、130a、131aはそれぞれX線CT画像130、MRI画像131中の患部又は注意臓器等としての関心領域（例えば患部の形状）である。

【0058】あるスライスにおいて、関心領域が肉眼で容易に識別できるように図示しないMRI撮影装置によりMRI画像131を撮影し、MRI画像131の上で関心領域131aの境界を抽出する。

【0059】ここで、MRI画像131の上での関心領域131aの境界を抽出する方法としては、例えば、マウス等のポインティングデバイスを使用して関心領域131aの境界線上の位置を多数指定して、それら指定された位置の輝度データが同程度の輝度データかをピクセル毎に判定することで境界を求める方法や、ポインティングデバイスを使用してMRI画像131の上で患部101の境界線をトレースすることで境界を得る方法など様々な既に公知の画像認識処理技術を用いた方法を利用することが考えられる。

【0060】このようにしてあるスライスを撮影したMRI画像131の上で抽出された関心領域131aの境界線を、同一のスライスを撮影したX線CT画像130に重ね合わせてX線CT画像130の上に関心領域130aを作成する。

【0061】このようにしてMRI画像131と同一のスライスにおいて、患部101の断面を撮影したX線CT画像130の上で必要とする患部101の形状、さらには実際に照射した放射線量を得ることができる。

【0062】また、あるスライスを撮影したMRI画像からそのスライスでの患部の形状が得られれば、その画像に基づいて他のスライスでの患部の形状、即ち、照射野を実施の形態1又は2で前述したような手順に従って得ることができる。

【0063】そして、そのスライスでの患部101に照射を行うならば、このようにして求めた患部の形状に基づいて、後述するように照射野を形成すればよい。

【0064】実施の形態3ではMRI画像に基づいて関心領域の境界を抽出する場合を示したが、MRI画像の他にも、PET（Position Emission

Tomography）画像、CR（Computed Radiography）画像等、X線CT画像より鮮明に患部の断面を撮影した画像が利用できる。

【0065】従って、上記実施の形態3によれば、患部の形状、位置が容易に識別できるMRI画像を利用して照射対象であるターゲットを求めることにより、X線CT画像上に容易にターゲットの位置が設定できるので、短時間に正確に治療位置が指定でき、X線の正確な照射が可能になり治療効果が上がる。

【0066】実施の形態4、実施の形態3では、患部を撮影したX線CT画像で必要とするその患部領域の面積の把握にMRI画像を利用しており、そのMRI画像はX線CT画像と同一断面（同一のスライス）で患部を撮影したものをを用いている。

【0067】しかし、一般には、患部を撮影したX線CT画像のピッチ（スライスピッチ）間隔とMRI画像のピッチ間隔とは必ずしも一致するとは限らず、ある注目する断面のX線CT画像と同一断面で患部を撮影したMRI画像がない場合がある。

【0068】従って、ある注目するX線CT画像と同一断面のMRI画像での患部の形状を得るため、その断面の前後する断面で撮影したMRI画像からその断面と同一断面の仮想のMRI画像での患部の形状を得る。

【0069】図10に示すような場合、X線CT画像のスライスピッチとMRI画像のスライスピッチは一致せず、X線CT画像130のスライスnとMRI画像131のスライスmの断面位置は合致しているが、ある注目するX線CT画像130のスライスn-1の断面位置に合致するMRI画像131はない。

【0070】従って、X線CT画像130のスライスn-1の断面位置に合致する仮想のMRI画像（仮想スライスの画像）での患部の形状を、スライスn-1の断面位置と前後する断面で撮影したスライスmのMRI画像とスライスm-1のMRI画像とに基づいて求める。

【0071】この方法は、図11に示すように、MRI画像131のスライスmの患部の輪郭線上の点と対応するMRI画像131のスライスm-1の患部の輪郭線上の点とを仮想的に結び、X線CT画像130のスライスn-1に相当する仮想スライスの位置に交わる輪郭線を求めるもの（即ち、MRI画像131のスライスmの患部の輪郭線上の点と対応するMRI画像131のスライスm-1とに基づいて、X線CT画像130のスライスn-1に相当する画像を求め、この画像に基づいて目的とする輪郭線を求めるもの）である。その手順は、例えば図12に従って説明されるようなものである。

【0072】始めに、実施の形態1に示した場合と同様に、MRI画像131のスライスmの患部領域の中心点とスライスm-1の患部領域の中心点を定めて両点を一致させ、両画像をねじれ及びずれがないように重ね合わせる（ステップS31）。

【0073】次に、スライス $m$ 又はスライス $m-1$ のいずれか一方の患部の輪郭線上の着目点を多数選ぶ（ステップS32）。

【0074】さらに、選ばれたこれら着目点それぞれについて、一致させた患部領域の中心点から放射状に着目点に線を引き、スライス $m$ の患部の輪郭線との交点及びスライス $m-1$ の患部の輪郭線との交点を求める（ステップS33）。

【0075】さらに、X線CT画像130のスライス $n$ とスライス $n-1$ との間の距離を $a$ 、スライス $m$ とスライス $m-1$ との間の距離を $b$ として、それぞれの放射状に描かれた線分における対応する交点の間の線分を $(b-a)$ ： $a$ に内分する（ステップS34）。この内分点とその仮想スライスの面でのこれら交点に対応する点である。

【0076】最後に、仮想スライスのそれら内分点を順次結ぶことで仮想スライスでの患部の対応する輪郭線を求める（ステップS35）。このようにして必要とするスライス $n+1$ での患部の形状を求めることができる。

【0077】従って、上記実施の形態4によれば、目的とする断層位置で患部を撮影した画像がなくても、あえてその位置で患部を撮影しなくても、隣接した断層位置の画像の患部（治療領域）の形状は類似であることを利用することで、隣接した断層位置の画像から速やかに目的とする断層位置の患部の形状を得ることができる。

【0078】また、患部の形状、位置が容易に識別できるMRI画像を利用して照射対象であるターゲットを求めることにより、X線CT画像上に容易にターゲットの位置が設定できるので、短時間に正確に治療位置が指定でき、X線の正確な照射が可能になり治療効果が上がる。

【0079】尚、実施の形態4では、MRI画像において仮想スライスの面を生成する場合を説明したが、X線CT画像においてあるスライスとあるスライスとの間の仮想スライスを求める場合も上記と同様な手順を用いて求めることができる。

【0080】実施の形態5、実施の形態3では、X線CT画像130での必要とするその患部の画像の面積の把握にMRI画像を利用しており、そのMRI画像はX線CT画像と同一断面で患部を撮影したMRI画像として

いる。  
【0081】しかし、一般には、両撮影装置の撮影性能の違い等から、患部を撮影したX線CT画像の画素数とMRI画像の画素数とは必ずしも一致するとは限らず、X線CT画像とMRI画像が同一の断面位置で撮影されたものとはいっても、両画像自体の大きさが異なる場合が考えられる。

【0082】従って、ある注目するX線CT画像と同一の断面位置で撮影されたものであって、そのX線CT画像の画素数と同一の画素数を有するMRI画像を得るた

め、始めに、ある注目するX線CT画像と同一の断面位置で撮影されたものであって、そのX線CT画像の画素数と異なる画素数を有するMRI画像について、そのMRI画像の画素数をそのX線CT画像の画素数に変換する必要がある。

【0083】図13中、131Aはある注目するX線CT画像と同一の断面位置で撮影されたものであって、そのX線CT画像の画素数より多い画素数で撮影されたMRI画像、131Bはその注目するX線CT画像と同一の断面位置で撮影されたものであって、そのX線CT画像の画素数より少ない画素数で撮影されたMRI画像、132はMRI画像131A又は131Bを圧縮又は伸張してその注目するX線CT画像と同じ画素数に変換した仮想のMRI画像である。

【0084】ある注目するX線CT画像について、そのX線CT画像の画素数とそのX線CT画像と同一の断面位置で撮影されたMRI画像の画素数が異なる場合は、そのMRI画像をそのX線CT画像の画素数に変換してから患部の形状（関心領域の輪郭）を抽出し、そのX線CT画像に重ね合わせればよい。

【0085】ここで、画素数を変換する方法としては、既に公知となった様々な画像処理技術を用いた方法を利用することが考えられる。

【0086】尚、MRI画像の上での関心領域の輪郭の抽出は、画素数変換後のMRI画像の利用に限らず画素数変換前のMRI画像を利用してもよい。但し、画素数変換前のMRI画像を利用して関心領域の輪郭を抽出した場合は、抽出された関心領域の輪郭を画素数の変換に合わせて拡大又は縮小する必要がある。

【0087】従って、上記実施の形態5によれば、MRI画像から得られた目的とする患部の形状をX線CT画像に重ね合わせた場合に、X線CT画像での患部の形状とMRI画像での患部の形状との比較を容易に行うことができる。

【0088】上述の説明ではMRI画像の画素数を変換してX線CT画像の画素数に合わせる例を説明したが、X線CT画像の画素数を変換してMRI画像の画素数に合わせる場合であっても同様の効果が得られる。

【0089】実施の形態6、上述した実施の形態では、あるX線CT画像に着目してそのX線CT画像と同一の断面（同一のスライス）位置でのMRI画像を利用している。

【0090】しかし、一般には、患部を撮影したままのX線CT画像、MRI画像、さらには圧縮又は伸張処理をした前述した仮想のMRI画像には歪みが発生していることが考えられる。

【0091】従って、MRI画像から抽出された患部の形状（関心領域の境界線）をX線CT画像に重ね合わせる前の段階で、ある注目するX線CT画像及びそのX線CT画像と同一の断面位置のMRI画像について歪み補正

を行い、それら歪み補正後の画像を用いれば、X線CT画像上の必要とする患部の形状を正確に把握することができる。

【0092】また、MRI画像から抽出された患部の形状（関心領域の境界線）をX線CT画像に重ね合わせるには、MRI画像から抽出された境界線が画像のずれがなくX線CT画像に重ね合わせられるように、両画像の重ね合わせの前の段階で、基準位置の位置合わせを行うことも必要である。

【0093】図14に示すように、MRI装置やX線CT装置で撮影したままの歪み補正前のMRI画像131や歪み補正前のX線CT画像130は、画像が歪んでいる場合がある。

【0094】また、MRI装置やX線CT装置での撮影に際しては、MRI画像とX線CT画像は患者をベッド等に固定して同じ位置に合わせてそれぞれ撮影するが、そもそも撮影した画像上の基準座標の位置が両装置の間では異なっている（ずれている）場合がある。

【0095】従って、MRI画像から抽出された患部の形状（関心領域の境界線）をX線CT画像に重ね合わせる前の段階で、以下のように画像の歪み補正及び基準座標の位置合わせを行う必要がある。

【0096】始めに、歪み補正について説明する。ここでは、MRI装置やX線CT装置を代表してMRI装置について説明するが、X線CT装置の場合も同様である。

【0097】例えば、最初の工程で、MRI装置において歪み補正の基準とする原画像を予めMRI装置で撮影しMRI装置の基準画像としてMRI装置に保有させておく。

【0098】そして、次の工程で、MRI装置で撮影したままの歪み補正前のMRI画像131とこの基準画像とを合致する歪み補正を行い、この条件でMRI装置で撮影されるMRI画像の歪み補正量を求める。

【0099】この歪み補正量はMRI装置の固有の撮影性能で決まるものであり、個々の装置においてある撮影条件の下での歪み補正量が一旦決めれば、その歪み補正量は個々の装置の撮影に際しての撮影条件（パラメータ）が変更されるまでは変更されないものである。また、画像の歪み補正は上述した手法に限らず、既に公知となつている画像処理技術を用いることで処理することもできる。

【0100】次に、基準座標位置（座標原点）の位置合わせについて説明する。MRI画像から抽出された患部の形状（関心領域の境界線）をX線CT画像に重ね合わせる前の段階で、歪み補正後のX線CT画像131cの原点を基準にして歪み補正後のMRI画像130cの原点を並進移動して基準座標位置の位置合わせを行う。尚、基準座標位置の位置合わせは既に公知となつている画像処理技術を用いることで処理することができる。

【0101】このように、歪み補正と基準座標位置の位置合わせを行った後、前述したような両画像の重ね合わせを行うことで、目的とする患部の形状を得ることができる。

【0102】従って、上記実施の形態6によれば、このような歪み補正を行うことで、画像撮像装置固有の歪み量が排除され、MRI画像から得られた目的とする患部の形状をX線CT画像に重ね合わせた場合に、X線CT画像での患部の形状とMRI画像での患部の形状との正確な比較を行うことができる。

【0103】尚、上記の説明では歪み補正を基準位置補正より先に行っているが、歪み補正と基準位置補正はどちらを優先して先に行うかは特に問わず、どちらを先に行ってもよい。

【0104】実施の形態7。MRI画像から抽出された患部の形状（関心領域の境界線）をX線CT画像に重ね合わせた結果、両者の境界線が若干異なっていた（ずれていた）場合や後に放射線の照射野の形状を定めるに際して抽出された患部の形状とは若干異なった形状を照射野の形状として用いる場合は、MRI画像から抽出されたX線CT画像での患部の形状（境界線）を修正する必要がある。

【0105】図15中、210はあるスライスにおいて注目するX線CT画像での患部の形状（輪郭線）、211は上述した実施の形態に示したような方法でMRI画像等から得られた患部の形状（生成輪郭線）、212は輪郭線210と輪郭線211との差分領域である。

【0106】図15に示すように、MRI画像等から得られた患部の形状と注目するX線CT画像での患部の形状とは完全に合致するとは限らない。また完全に合致したとしても、抽出されたX線CT画像での患部の形状を修正する必要がある場合がある。

【0107】従って、MRI画像等から得られた患部の形状を注目するX線CT画像での患部の形状に近づける等のために輪郭線の編集を行う。輪郭線の編集は、MRI画像等から得られた患部の形状の編集対象する部分である輪郭線の区間について、区間の両端点を指定してその区間上の移動対象点をポインティングしてその点の移動後の位置を指定するという操作を多数の移動対象点を選択して行い、そして、これらの多数の移動後の点を例えばスプライン関数曲線で滑らかに結んで、その区間を所望の患部の形状に近づける。

【0108】注目した区間について、これら抽出点を順に結び新たな輪郭線分を生成する処理は、公知の様々な画像処理技術を用いて実現することができる。

【0109】例えば、図16に示すように、区間の両端点である点sと点eとを指定して（両端点は移動させない）編集対象区間を定め、さらにその区間上の点である点a<sub>1</sub>をポインティングして点a<sub>1</sub>に、同様に点b<sub>1</sub>をポインティングして点b<sub>1</sub>に、点c<sub>1</sub>をポインティングして



点c<sub>1</sub>にそれぞれ移動後の位置を指定して、点s-点a、  
一点b、一点c、一点e間をスプライン曲線で滑らかに結  
んでその区間は実際の患部の輪郭線に近づける。

【0110】このようにして、目的とする患部の形状を  
得ることができる。

【0111】従って、上記実施の形態7によれば、この  
ような患部の形状の修正を行うことで、MRI画像から  
得られた目的とする患部の形状がX線CT画像に重ね合  
わせた場合に、目的とする患部の形状をX線CT画像で  
の患部の形状に合わせた所望の形状とすることができ  
る。

【0112】実施の形態8、図17及び図18は、上述  
した実施の形態により求められた患部の形状、即ち照射  
野の形成を実現するための実施の形態8に係る照射野の  
形成装置の説明図であって、この装置を用いて実施の形  
態1〜7で求められた患部の形状に基づいた照射野を形  
成する。

【0113】図17は照射野の形成装置を含み構成され  
た放射線治療装置の構成図であって、229は放射線ビ  
ーム（以下、ビームという）を発生するビーム線源、2  
30はビームを円周方向に拡散するワブラー電磁石、2  
31はビームを平坦に散乱させる散乱体、232はビーム  
の奥行き方向（進行方向）の有効範囲（ブラックピー  
クと呼ぶ）を決めるリッジフィルタ、233はビームの  
体内での到達距離を決めるレンジシフタ、234はビーム  
を円周方向に遮断するリングコリメータ、235は患  
部の形状に合わせて余分なビームをカットしてビーム照  
射領域を制限するマルチリーフコリメータ、236は患  
部の奥行き形状に沿ってビームを止めるボラス、23  
7は体表面、238は患部を示す。

【0114】マルチリーフコリメータ235を支持する  
構成は、図18に示すようなものであって、マルチリー  
フコリメータ235には上下に移動が可能、即ち患部  
に対して近接が自在なように後述する駆動機構が付設さ  
れている。

【0115】架台243にはベルトを上下に移動させる  
ことでマルチリーフコリメータ取付台241を上下に移  
動させるマルチリーフコリメータスライド機構245が  
付設され、マルチリーフコリメータスライド機構245  
にはマルチリーフコリメータ取付台241がベルトを介  
して取り付けられている。

【0116】そして、マルチリーフコリメータスライド  
モータ245aがベルトを駆動してマルチリーフコリ  
メータ取付台241をビーム軸方向に上下に移動するよ  
うになっている。

【0117】さらに、マルチリーフコリメータ取付台2  
41にはマルチリーフコリメータ235が取り付けら  
れ、マルチリーフコリメータ235はマルチリーフコリ  
メータ回転装置242により（マルチリーフコリメータ  
回転モータ242aの駆動により）ビーム中心軸246

回りに回転するようになっている。

【0118】マルチリーフコリメータ235は対向して  
対になった複数組のリーフ（葉）により構成され、各々  
のリーフにその開度を調整するマルチリーフコリメータ  
開閉装置240が接続され、左右に開閉するようになって  
いる。

【0119】図17に示す照射装置では、ビーム線源2  
29から発生されるビームは、ワブラー電磁石230と  
散乱体231で散乱されて平坦なビームが形成され、リ  
ッジフィルタ232で奥行き方向の幅が、レンジシフタ  
233で奥行き方向の到達距離がそれぞれ決められ、次  
にリングコリメータ234とマルチリーフコリメータ2  
35で正面から見た方向のビームの照射形状が決めら  
れ、最後にボラス236を使って奥行き方向の形状が  
整形され、このようにして患部の形状に合致した照射野  
が形成されるようになっている。

【0120】ここで、例えば前述した実施の形態より求  
められた患部の形状に基づいて照射野を形成する手順を  
図19に従って以下に説明する。ビームの焦点200か  
ら照射平面までの距離aは、この照射野の形成装置を含  
み構成された照射野の形成装置について予め定められて  
おり、また、ビームの焦点200からコリメータ取  
り付け位置までの距離bも求められているとする。

【0121】始めに、公知の図形認識処理手段を含み構  
成されたコリメータ開度算出装置300は、始めにアイ  
ソセンタ（患部の中心）をビームの中心軸246に合わ  
せる（ステップS51）。

【0122】コリメータ開度算出装置300は、1番左  
上のリーフから1番左下のリーフについてそれぞれ以下  
のようにリーフの開度を求める。

【0123】コリメータ開度算出装置300は、公知の  
図形認識処理方法、例えば照射対象領域とされる患部の  
形状を左右のリーフ分割位置及び積層されたリーフ板厚  
に合わせて分割し、左右のリーフ分割線に平行な線のう  
ち対象とするリーフに対応する線分（区間）と患部の外  
周との接点を求める方法を用いて対象とするリーフと患  
部の外周との接点を求める（ステップS52）。

【0124】左右のリーフ分割線（中心線）からこの接  
点までの距離が、仮に患部のビーム照射面にマルチリー  
フコリメータ235にあった場合にリーフが開いていな  
ければならない開度である。しかし、実際はリーフは患  
部のビーム照射面から離れているから、実際の開度は患  
部のビーム照射面での開度より小さい。

【0125】従って、この場合、図形の相似関係を用い  
れば、コリメータ取り付け位置での実際のリーフの開度  
は、（ビーム照射面でのリーフの開度）× a/bにな  
る。ここで接点がない場合はこの対象とするリーフの開  
度はゼロとする。

【0126】次に、コリメータ開度算出装置300は、  
1番右上のリーフから1番右下のリーフについてもそれ

それぞれのようにリーフの開度を求める（ステップS 5 2、5 3）。

【0127】コリメータ開度算出装置300は、このように求めた各リーフの開度をコントローラ300に出力する（ステップS 5 4）。

【0128】コントローラ301は、この場合の各リーフの開度に従った駆動指令がコリメータ駆動装置240に出力する（ステップS 5 5）。

【0129】コントローラ300は各リーフの開度に従った駆動指令をコリメータ駆動装置240に出力する（ステップS 5 6）。

【0130】コリメータの駆動装置240はコントローラ301から受けた駆動指令に従って各リーフをスライド移動させてマルチリーフコリメータ235の各リーフの開度を設定する（ステップS 5 7）。

【0131】このようにマルチリーフコリメータの開度を設定した結果、患部の形状に対してビームが照射される照射野は、例えば図20に示すように形成される。図20中、マルチリーフコリメータ190の開度は患部191の輪郭に沿って設定され、患部191には漏らさず放射線が当たるように照射野が形成されている。

【0132】従って、上記実施の形態8によれば、患部に対して目的とする患部の形状に合わせた所望の照射野を設定することができ、患部に対して効率的に放射線が照射される照射野を形成することができる。

【0133】実施の形態9。実施の形態9では、患部に多少の周辺マージンを持たせて患部を十分に照射できる照射野を形成する例を示す。この場合、実施の形態9では図21に示すような以下のような処理を行う、

【0134】ステップS 5 6で、コリメータ開度算出装置300に、コリメータの開度のマージンが与えられる。

【0135】ステップS 5 7では、ステップS 5 3で求めた接点から先のマージンの分だけ離れた位置をこの対象とするリーフ移動後のリーフの位置として、左右のリーフ分割線（中心線）からこの位置までの距離をこの対象とするリーフの開度とする。

【0136】つまり、入力したマージンの分だけ形状が拡大した（又は縮小した）患部形状を対象として、各リーフとこの拡大患部の外周との接点を求める。このようにしてマルチリーフコリメータの開度を設定した結果、拡大前の患部に対してビームが照射される照射野は図22に示すように形成される。

【0137】図22（a）は患部192に辛うじて接しないようなマージンを与えてマルチリーフコリメータの開度を設定した場合であり、図22（b）は患部192に対し、距離 $\delta$ のマージンをもってマルチリーフの開度を設定する場合である。

【0138】図22（b）ではプラスのマージンを設定した場合であるが、マイナスのマージンを設定した場合ではマルチリーフコリメータの開度は患部よりもそのマ

ージンの分だけ小さい開度になる。

【0139】従って、上記実施の形態9によれば、照射野を患部の形状に合わせて形成でき、患部に対して十分かつ無駄なく放射線が照射される照射野を形成することができる。また、患部以外の患部周辺部に余計に照射するビームの線量の無駄を少なくすることもできる。

【0140】実施の形態10。実施の形態10では患部以外に当たる放射線の線量を最小にするため、マルチリーフコリメータ235を回転させて照射野を形成する方法を説明する。この場合、実施の形態11では図23に示すような以下のような処理を行う。

【0141】説明の便宜上、患部のマージンはゼロとする。尚、与えられた患部の形状からその形状の面積を公知の図形認識処理技術を用いて求めておく。

【0142】マルチリーフコリメータ235のステップ回転角度（ $n$ 度とする）を指定する（ステップS 6 1）。

【0143】求められた患部の形状に対応したこの回転角度の場合のマルチリーフコリメータ190の開度を実施の形態8と同様な手順で求める（実施の形態8（図19）のステップS 5 1～S 5 3）。

【0144】各リーフの移動距離及びリーフの板厚からこの条件で形成された照射野（マルチリーフコリメータ235の開度）の面積を求める（ステップS 6 2）。

【0145】マルチリーフコリメータ235を $n$ 度づつステップ回転させ、マルチリーフコリメータ190が1回転するまで各回転角度において上述した処理を行いステップS 6 1～6 2）の処理を同様に行い、各回転角度における照射野の面積を求める（ステップS 6 1～S 6 3）。

【0146】コリメータ開度算出装置300は、各回転角度における照射野の面積と患部の形状の面積とを比較し、隙間、即ち照射野の面積と患部の形状の面積との差が最も小さくなる場合の角度、つまり最も隙間の面積が少なくなる場合の回転角度を選択する。これをこの患部に対する最適なマルチリーフコリメータの回転角度 $\alpha$ とする（ステップS 6 4）。

【0147】コリメータ開度算出装置300は、この回転角度 $\alpha$ 及びこの場合の各リーフの開度をコントローラ301に出力する（ステップS 6 5）。

【0148】コントローラ301は、この回転角度 $\alpha$ 及びこの場合の各リーフの開度に従った駆動指令がコリメータ駆動装置240に出力する（ステップS 6 6）。

【0149】コリメータ駆動装置240はコントローラ240から受けた駆動指令に従ってマルチリーフコリメータ235を回転させ、各リーフをスライド移動させてマルチリーフコリメータ235の各リーフの開度を設定する（ステップS 6 7）。その結果、図24に示すようなマルチリーフコリメータ190の時計方向の回転及び照射野が得られる。

【0150】従って、上記実施の形態10によれば、照射野を患部の形状に合わせて形成でき、患部に対して十分かつ無駄なく放射線が照射される照射野を形成することができる。また、患部以外の患部周辺部に余計に照射するビームの線量の無駄を少なくすることもできる。

【0151】実施の形態11. 実施の形態1で説明したように、患部の形状は、通常、患部101の立体的形状は連続的にゆるやかに変化するため、あるスライスnでの患部の輪郭線(形状)を一様に拡大又は縮小することにより、スライスnの患部の形状をスライスnの隣のスライス(断層)であるスライスn+1での患部の形状に近づけることができる。

【0152】従って、あるスライスnでの患部の形状について照射野が設定されたコリメータについて、コリメータの開度はそのままにして患部からの距離を変えることにより、スライスnの隣のスライス(断層)であるスライスn+1での患部の形状について患部の照射野を設定することができる。

【0153】即ち、図25に示すように、アイソセンタにビーム焦点が合わされ、あるスライスnにおいて照射野となる患部の形状が領域Aでかつビームの焦点200からコリメータ221までの距離がaとなる位置にマルチリーフコリメータ235が取り付けられている場合、スライスnと隣接するスライスn+1についての患部の所望の照射野は、マルチリーフコリメータ235の開度をそのままにマルチリーフコリメータ235とビームの焦点200との距離を距離bに変更し、コントローラからの指令に基づいてマルチリーフコリメータスライド機構245がマルチリーフコリメータ235を上下に移動させることで領域Bとして得ることができる。

【0154】この場合、スライスnにおいてアイソセンタから患部のある部位までの距離kとすると、スライスn+1ではその対応する部分の距離は $b/a$ に拡大される。

【0155】従って、上記実施の形態11によれば、前述した隣接した断層位置の画像の患部(治療領域)の形状は類似であることを利用して、ある断面での患部の形状について照射野が設定されたマルチリーフコリメータの開度をそのままに、マルチリーフコリメータの取り付け位置を患部のビーム照射面に対して遠近自在にすることで、新たな断面での患部の形状に合わせた照射野を得ることができ、マルチリーフコリメータの各リーフの開度を新たに設定し直すという手間が排除される。

【0156】実施の形態12. 照射装置ではビームの焦点の位置220は、図26に示すように、固定されているので、マルチリーフコリメータ221の取り付け位置が患者225から遠い位置にある場合の半影Aの大きさ(距離a)は、マルチリーフコリメータ221の取り付け位置が患者225から近い位置にある場合の半影Bの大きさ(距離b)よりも大きい。

【0157】この半影は、マルチリーフコリメータ221の開口した断面を斜めに入射した放射線のうち、リーフが遮蔽する距離、即ちマルチリーフコリメータ221の厚さに満たない透過距離の部分に入射したものがマルチリーフコリメータ221で遮蔽されずに斜めに透過したために起こる現象であって、この半影は小さい方が望ましい。

【0158】この照射野の形成装置は、前述したように患者に対するマルチリーフコリメータ235の取り付け位置(上下の距離)の近接調整を可変としたので、以下に説明するようにできるだけ患者に近づけてこの半影を小さくすることができる。

【0159】ただし、あまり患者に近づけるとマルチリーフコリメータ235の開口端面で放射線が散乱するいわゆるエッジ効果の影響が大きくなったり、又はマルチリーフコリメータ221が患者に当たってしまうので、どこまで患者に近づけるか状況に応じて設定する必要がある。

【0160】実施の形態12では、この半影による影響を考慮した照射野を形成する例を説明する。この場合、実施の形態12では図27に示すような処理を行う、まず、マルチリーフコリメータ235のビーム軸方向の移動可能範囲は予め決まっている。

【0161】始めに、コリメータ開度算出装置300に体表面237からマルチリーフコリメータ235の取り付け位置までの最適な距離が与えられる(ステップS71)。

【0162】この距離は半影を小さくするためにできるだけ体表面237に近づける距離であることが望ましいが、ビームの種類、マルチリーフコリメータの特性、上述したエッジ効果の影響を考慮し、散乱の影響が実際上問題のない距離にする。

【0163】次に、コリメータ開度算出装置300は、ビーム中心軸246に沿って予め定めたアイソセンタから体表面237までの距離を求める(ステップS72)。

【0164】このアイソセンタから体表面237までの距離は、例えばアイソセンタと体表面とが同一画面内で撮像されるように、ビーム照射方向とは直角な方向から例えば256×256ドット又は512×512ドットのマトリックス形式で別途撮影されたX線CT画像の中から、公知の画像認識処理技術を用いてビーム中心軸に沿ったアイソセンタから体表面までのマトリックス換算のドット数を求め、このドット数及び予め定められた1ドット当たりの大きさに基づいて求まる。

【0165】マルチリーフコリメータ開度設定装置300は、マルチリーフコリメータ235の取り付け位置がステップS71で与えられた位置になるよう、ビーム軸方向にマルチリーフコリメータ235を上下移動させる距離を求める(ステップS72)。

【0166】次に、移動距離が移動可能範囲を越える場合は最大移動可能距離をビーム軸方向の移動距離とする。

【0167】コリメータ開度算出装置300は、ステップS72で求められたマルチリーフコリメータ235をビーム軸方向に上下移動させる距離をコントローラ301に出力する(ステップS73)。

【0168】コントローラ301は、このマルチリーフコリメータ235をビーム軸方向に上下移動させる距離に従った駆動指令をコリメータ駆動装置240に出力する(ステップS74)。

【0169】コリメータ駆動装置240はコントローラ240から受けた駆動指令に従ってマルチリーフコリメータ235をビーム軸方向に上下移動させマルチリーフコリメータ235の位置を定める(ステップS75)。

【0170】このように、マルチリーフコリメータ235の位置を定めた後、前述した実施の形態に従ったコリメータの開度の設定を行えば、半影による影響を考慮した所望の照射野の設定を行うことができる。

【0171】従って、上記実施の形態13によれば、ある断面での患部の形状について照射野が設定されたマルチリーフコリメータの開度をそのままに、マルチリーフコリメータの取り付け位置を患部のビーム照射面に対して遠近自在にすることで、半影による影響を考慮した所望の照射野の設定を行うことができる。

【0172】上記実施の形態では陽子線の場合について記述したが、電子線、中間子線、中性子線、X線、重粒子線等の場合でも同様の効果を有する。

【0173】

【発明の効果】この発明によれば、放射線断面撮影装置で撮影された患部断面と同一断面を放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影する第1の工程と、第1の工程で撮影された同一断面の画像上での患部形状の中心点を求める第2の工程と、同一断面の画像上において患部形状の輪郭線上から複数の点を選択する第3の工程と、同一断面の画像上において患部形状の中心点から第2の工程で選択された輪郭線上の各点までの距離を予め定められた大きさで拡大又は縮小して輪郭線上の各点の対応点をそれぞれ求める第4の工程と、同一断面の画像上において第4の工程で求められた各対応点を順に結び同一断面とは異なる断面の患部形状を求める第5の工程とからなるので、例えば治療計画時に放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影された断層画像を利用することで、正確な患者の治療領域の描出を迅速に行って放射線が照射される照射野を容易に得ることができる。

【0174】また、第1の工程は、放射線断面撮影装置で撮影された患部断面と同一断面を放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影する代わりに、患部断面を挟む断面位置でそれぞれ断面撮影装置で撮影した画像

に基づいて生成された画像を同一断面の画像としたので、例えば治療計画時に放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影された断層画像を利用することで、正確な患者の治療領域の描出を迅速に行って放射線が照射される照射野を容易に得ることができる。

【0175】また、第1の工程の前に、同一断面の画像の画素数と放射線断層画像の画素数とが異なる場合に、同一断面の画像の画素数と放射線断層画像の画素数とを一致させる工程を備えたので、例えば治療計画時に放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影された断層画像を利用することで、正確な患者の治療領域の描出を迅速に行って放射線が照射される照射野を容易に得ることができる。

【0176】また、第1の工程の前に、患部断面が撮影された放射線断層画像又は同一断面の画像の少なくともいずれか一方を、予め求められた歪み補正量に基づいて歪み補正を行う工程を備えたので、例えば治療計画時に放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影された断層画像を利用することで、正確な患者の治療領域の描出を迅速に行って放射線が照射される照射野を容易に得ることができる。

【0177】また、第5の工程の後に、第5の工程で求められた患部形状をこの放射線断層画像上で新たに指定された点に基づいて修正する工程を備えたので、例えば治療計画時に放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影された断層画像を利用することで、正確な患者の治療領域の描出を迅速に行って放射線が照射される照射野を容易に得ることができる。

【0178】この発明に係る照射野の形成装置は、各リーフをスライド移動させるリーフ移動機構を備えたマルチリーフコリメータと、マルチリーフコリメータをビーム照射軸に沿った方向に移動させるマルチリーフコリメータ移動機構と、マルチリーフコリメータをビーム照射軸を中心に回転させるマルチリーフコリメータ回転機構と、放射線断面撮影装置で撮影された患部断面と同一断面を放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影し撮影された同一断面の画像上での患部形状の中心点を求め同一断面の画像上において患部形状の輪郭線上から複数の点を選択し同一断面の画像上において患部形状の中心点から選択された輪郭線上の各点までの距離を予め定められた大きさで拡大又は縮小して輪郭線上の各点の対応点をそれぞれ求め同一断面の画像上において求められた各対応点を順に結び同一断面とは異なる断面の患部形状を求める図形処理装置と、図形処理装置の出力に基づいてリーフ移動機構がマルチリーフコリメータの各リーフをスライド移動させるスライド移動量とマルチリーフコリメータ移動機構がマルチリーフコリメータを移動させる移動量とマルチリーフコリメータ回転機構がマルチリーフコリメータを回転させる回転量とを定めるコントローラを備えたので、例えば治療計画時に放射線断面

撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影された断層画像を利用することで、正確な患者の治療領域の描出を迅速に行って放射線が照射される照射野を容易に得ることができる。

【0179】また、図形処理装置は、放射線断面撮影装置で撮影された患部断面と同一断面を放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影する代わりに、患部断面を挟む断面位置でそれぞれ断面撮影装置で撮影した画像に基づいて生成された画像を同一断面の画像としたので、例えば治療計画時に放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影された断層画像を利用することで、正確な患者の治療領域の描出を迅速に行って放射線が照射される照射野を容易に得ることができる。

【0180】また、図形処理装置は、同一断面の画像の画素数と放射線断層画像の画素数とが異なる場合に、同一断面の画像の画素数と放射線断層画像の画素数とを一致させるので、例えば治療計画時に放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影された断層画像を利用することで、正確な患者の治療領域の描出を迅速に行って放射線が照射される照射野を容易に得ることができる。

【0181】また、図形処理装置は、患部断面が撮影された放射線断層画像又は同一断面の画像の少なくともいずれか一方を、予め求められた歪み補正量に基づいて始めに歪み補正を行うので、例えば治療計画時に放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影された断層画像を利用することで、正確な患者の治療領域の描出を迅速に行って放射線が照射される照射野を容易に得ることができる。

【0182】また、図形処理装置は、求められた患部形状をこの放射線断層画像で新たに指定された位置に基づいて最後に修正するので、例えば治療計画時に放射線断面撮影装置とは異なる断面撮影装置で撮影された断層画像を利用することで、正確な患者の治療領域の描出を迅速に行って放射線が照射される照射野を容易に得ることができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】 実施の形態1に係る照射野の形成方法の説明図である。

【図2】 実施の形態1に係る照射野の形成方法の説明図である。

【図3】 実施の形態1に係る照射野の形成方法の説明図である。

【図4】 実施の形態1に係る照射野の形成方法の説明図である。

【図5】 実施の形態1に係る照射野の形成方法の説明図である。

【図6】 実施の形態1に係る照射野の形成方法の説明図である。

【図7】 実施の形態2に係る照射野の形成方法の説明図である。

【図8】 実施の形態2に係る照射野の形成方法の説明図である。

【図9】 実施の形態3に係る照射野の形成方法の説明図である。

【図10】 実施の形態4に係る照射野の形成方法の説明図である。

【図11】 実施の形態4に係る照射野の形成方法の説明図である。

【図12】 実施の形態4に係る照射野の形成方法の説明図である。

【図13】 実施の形態5に係る照射野の形成方法の説明図である。

【図14】 実施の形態6に係る照射野の形成方法の説明図である。

【図15】 実施の形態7に係る照射野の形成方法の説明図である。

【図16】 実施の形態7に係る照射野の形成方法の説明図である。

【図17】 実施の形態8に係る照射野の形成装置の説明図である。

【図18】 実施の形態8に係る照射野の形成装置の説明図である。

【図19】 実施の形態8に係る照射野の形成装置の説明図である。

【図20】 実施の形態8に係る照射野の形成装置の説明図である。

【図21】 実施の形態9に係る照射野の形成装置の説明図である。

【図22】 実施の形態9に係る照射野の形成装置の説明図である。

【図23】 実施の形態10に係る照射野の形成装置の説明図である。

【図24】 実施の形態10に係る照射野の形成装置の説明図である。

【図25】 実施の形態11に係る照射野の形成装置の説明図である。

【図26】 実施の形態12に係る照射野の形成装置の説明図である。

【図27】 実施の形態12に係る照射野の形成装置の説明図である。

【図28】 従来の陽子線治療装置の説明図である。

【図29】 従来の陽子線治療装置の説明図である。

【図30】 従来の陽子線治療装置の説明図である。

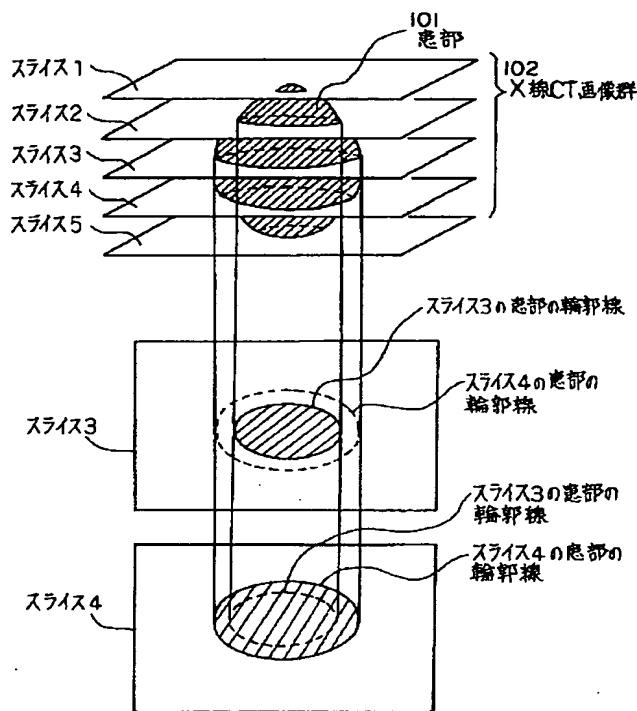
【符号の説明】

101 患部、102 X線CT画像群、130 X線CT画像、130a 関心領域、130c 歪み補正X線CT画像、131 MRI画像、131a 関心領域、131c 歪み補正MRI画像131A MRI画像、131B MRI画像、132 仮想MRI画像、132c 位置補正MRI画像、210 輪郭、211

25

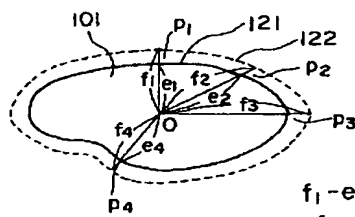
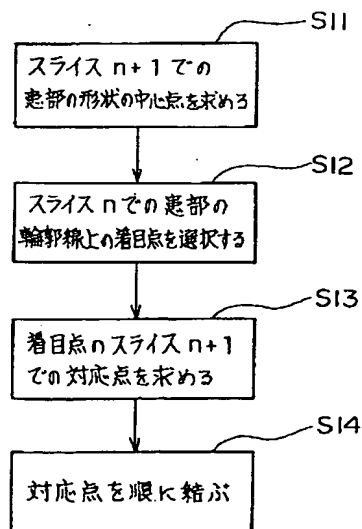
生成輪郭、212 差分領域、230 ワブラー電磁石、231 散乱体、232 リッジフィルタ、233 レンジシフタ、234 リングコリメータ、235 マルチリーフコリメータ、235a マルチリーフコリメータ回転中心、236 ポーラス、237 体表面、238 患部、239 MRI画像、240 マルチリーフコリメータ駆動装置、241 マルチリーフコリメ\*

【図1】

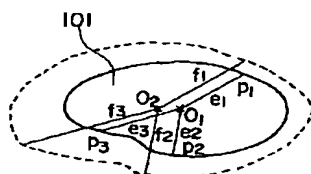


【図3】

【図4】



【図6】

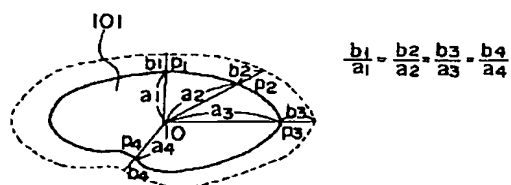


$$\frac{f_1}{e_1} = \frac{f_2}{e_2} = \frac{f_3}{e_3}$$

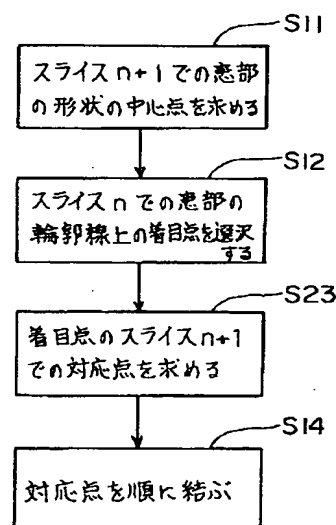
26

\*ータ取付台、242 マルチリーフコリメータ回転装置、242a マルチリーフコリメータ回転モータ、243 架台、245 マルチリーフコリメータスライド機構、245a マルチリーフコリメータスライドモータ、248 患部、249 MRI画像、301 コントローラ、302 マルチリーフコリメータ開度算出装置。

【図2】



【図5】

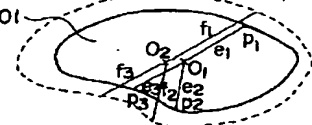


【図11】



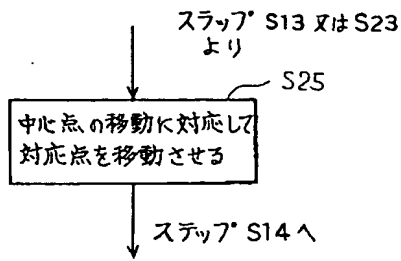
【図7】

$$\frac{f_1}{e_1} = \frac{f_2}{e_2} = \frac{f_3}{e_3}$$

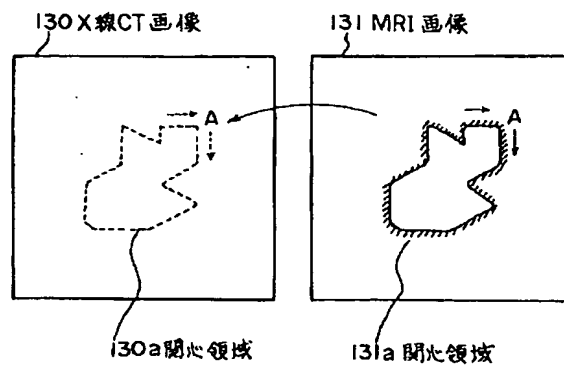


$$f_1 - e_1 = f_2 - e_2 = f_3 - e_3$$

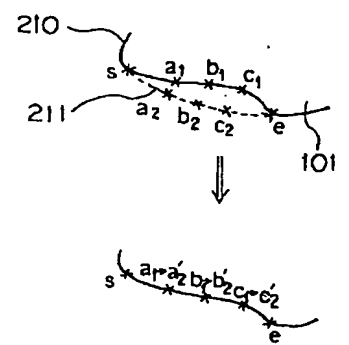
【図 8】



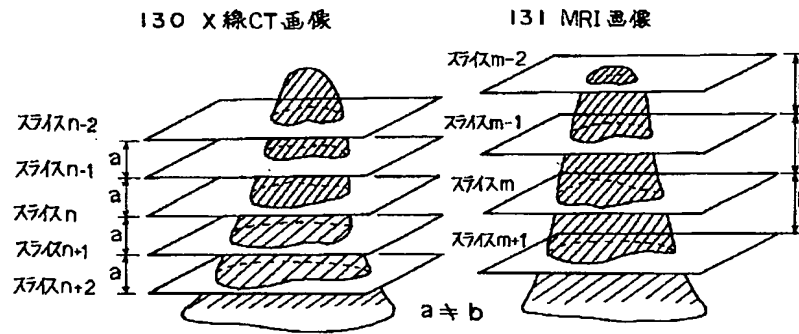
【図 9】



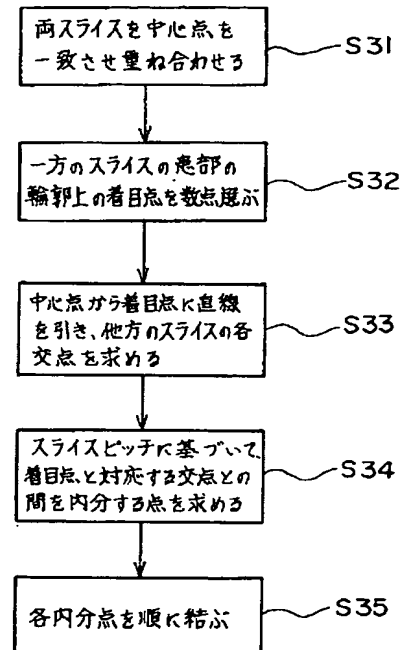
【図 16】



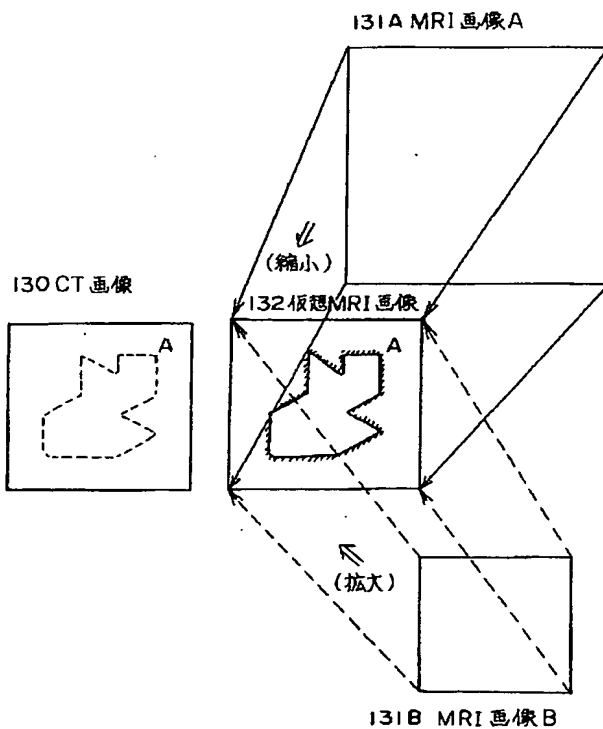
【図 10】



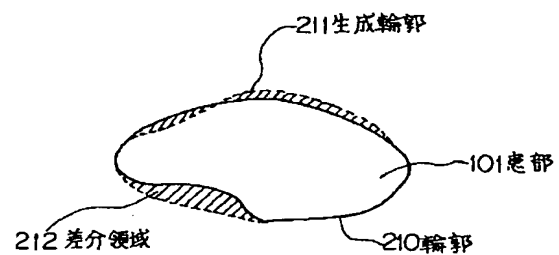
【図 12】



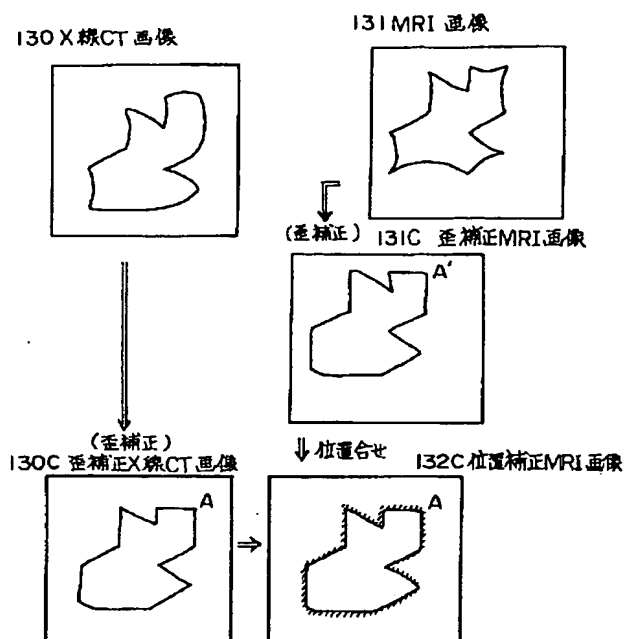
【図 13】



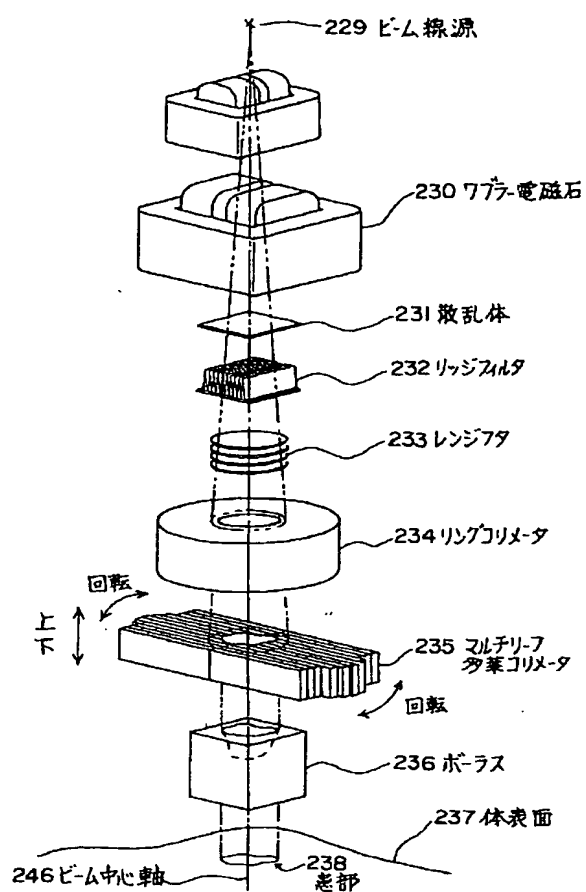
【図 15】



【图 14】

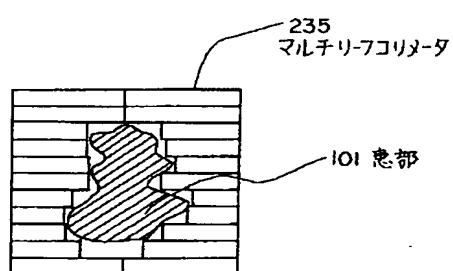
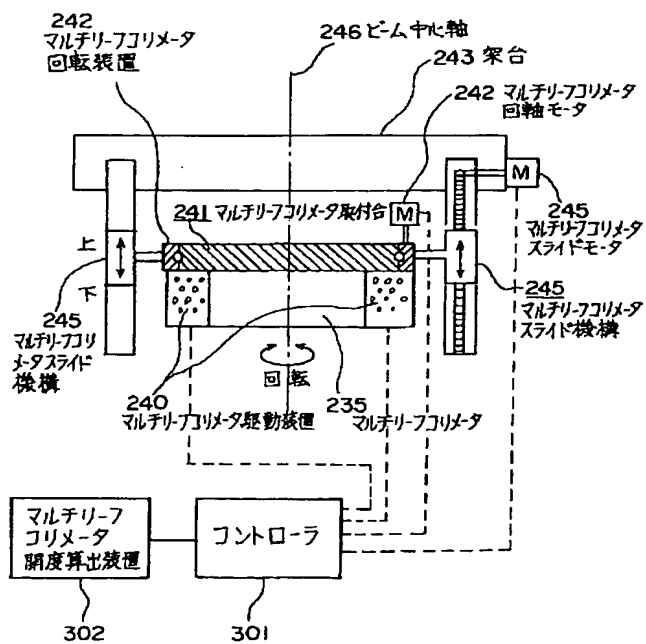


【图 17】

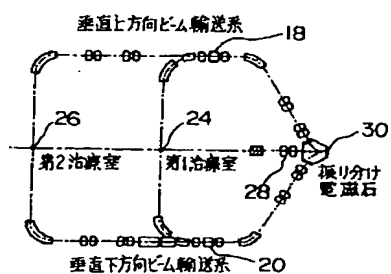


【図 20】

【図 18】

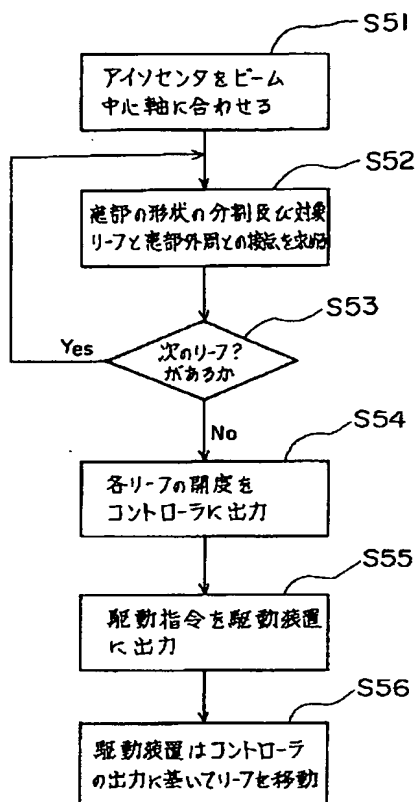


【图 29】

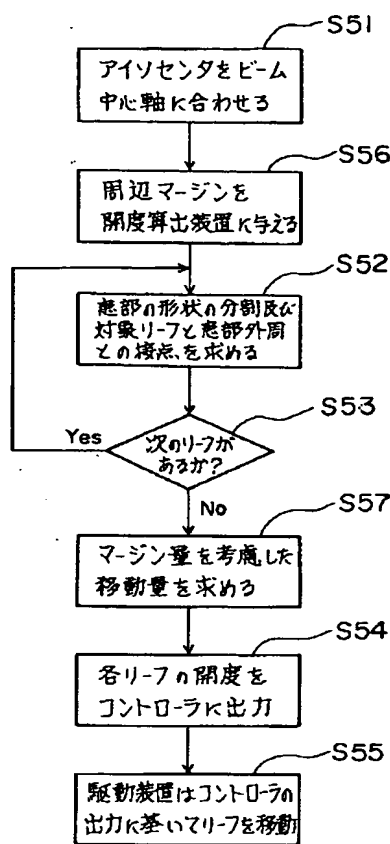




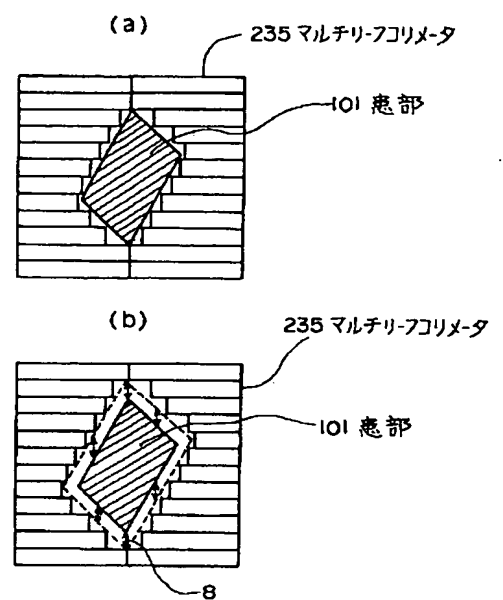
【図 19】



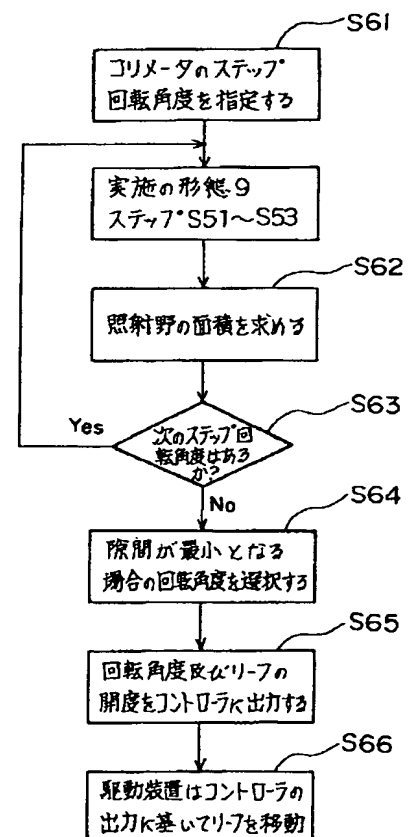
【図 21】



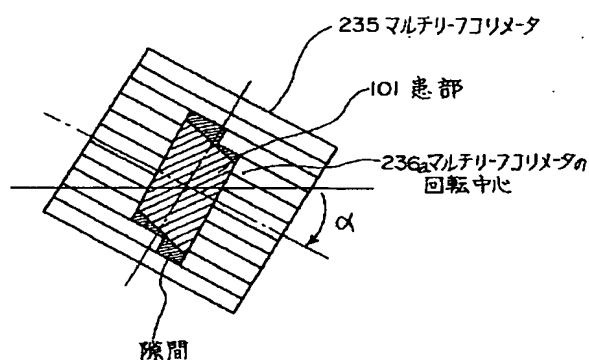
【図 22】



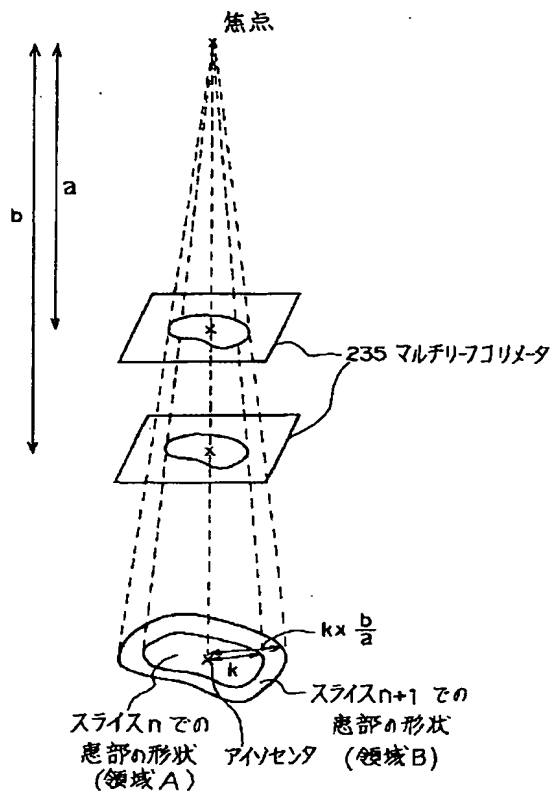
【図 23】



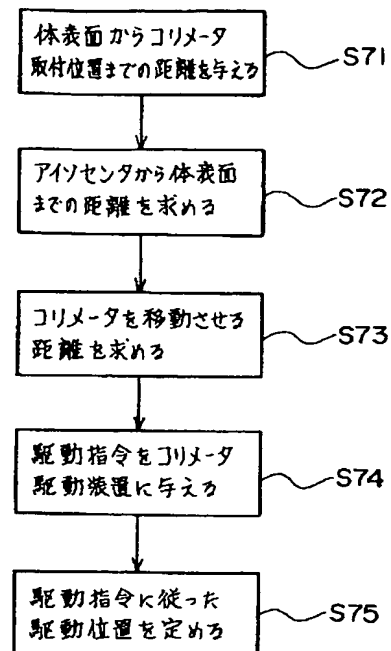
【図 24】



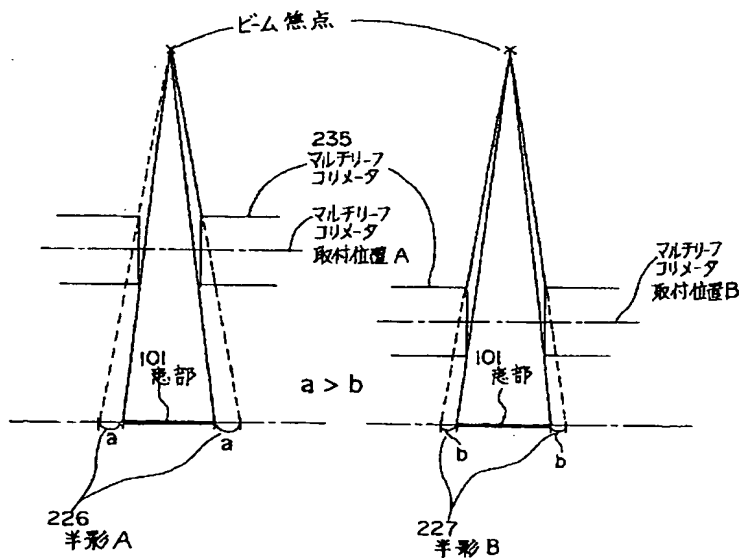
【図 25】



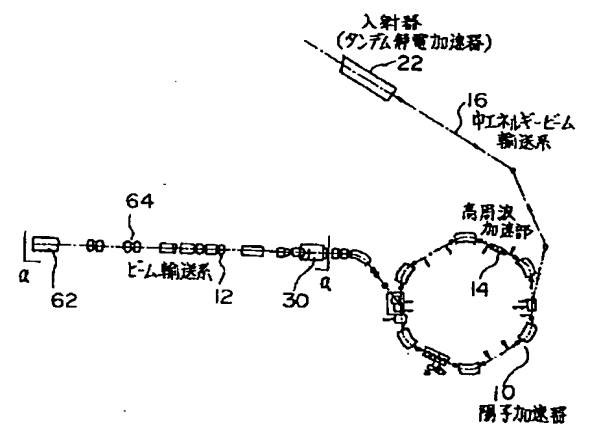
【図 27】



【図 26】



【図 28】



【図 3 0】

